

法政大学学術機関リポジトリ

HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

複数の点滅視覚刺激環境下における定常状態視覚誘発電位(SSVEP)による脳波の識別に関する研究

著者	松尾 拓実
出版者	法政大学大学院理工学・工学研究科
雑誌名	法政大学大学院紀要. 理工学・工学研究科編
巻	57
ページ	1-8
発行年	2016-03-24
URL	http://hdl.handle.net/10114/12334

複数の点滅視覚刺激環境下における定常状態視覚誘発 電位(SSVEP)による脳波の識別に関する研究

STUDY ON DISTINCTION OF ELECTROENCEPHALOGRAM VIA STEADY STATE VISUAL EVOKED
POTENTIAL UNDER THE CONDITION OF PLURAL BLINKING ANIMATIONS FOR VISUAL STIMULUS

松尾拓実

Takumi MATSUO

指導教員 石井千春

法政大学大学院理工学研究科機械工学専攻修士課程

In this study, a detection method of steady state visual evoked potential (SSVEP) in short time was investigated for the sake of future use in brain machine interface (BMI). Preliminary experiments were carried out to determine the form and color of a blinking symbol and the number of the electrodes to be used. As results, the blinking symbol of 10Hz and 12Hz was chosen as white square with black background, and the blinking symbol of 15Hz was chosen as white square with blue background. In addition, three electrodes were chosen to be used. Using the short time Fourier transform (STFT) and the moving-average method, the analysis method of electroencephalogram (EEG) for detecting SSVEP and detection conditions of SSVEP were determined. Then, experiments for distinguishing SSVEP were executed under the condition that three kinds of the blinking animation, in which the white square symbol blinks in 10Hz, 12Hz, and 15Hz respectively, were presented simultaneously as visual stimulus. Accuracy rate of more than 90% was obtained for distinction of each stimulus frequency in 2 to 6 sec.

Key Words : *Electroencephalogram (EEG), Brain machine interface (BMI), Steady state visual evoked potential (SSVEP), Moving-average method*

1. 緒言

身体機能に障がいを持つ患者が介護者に頼ることなく自由に行動するために、様々な福祉機器が開発されてきた。しかし、これらの福祉機器を使用するには他の身体機能を使用することによって代替する場合が多く、筋萎縮性側索硬化症 (ALS) のように全身の身体機能が衰える病気を抱える患者では使用が困難である。そこで、そのような患者でも使用できるシステムとして脳の信号を用いるブレイン・マシン・インタフェース (BMI) が挙げられる。文献[1]及び文献[2]では、ヒトの運動野による BMI の開発に向けた臨床試験が報告されている。四肢麻痺を患った被験者に対して、脳の一次運動野に 96 本の微小電極が並んだ装置 (ブレインゲイト) を取り付け、運動意図に基づく運動野ニューロン集団の活動パターンをインタフェースが読み取り、機械信号に変換することで、文献[1]ではパソコンのカーソル操作やクリック、文献[2]では義手の操作を行っている。文献[3]では、被験者に左右の腕の運動想起を行わせ、頭皮上に取り付けた 6 個の電極で脳波を測定し、測定した脳波を Wavelet

解析によって周波数領域に変換する。そして解析データから Support vector machine(SVM)によって左右の腕の運動想起の分別を行い、その結果に基づいてピューマ・ロボットの操作を行っている。文献[4]では、リハビリテーション・トレーニングを補助する脚部の外骨格ロボットを脳波で操作するシステムを開発している。脳波から上、下の意識を分類し、それぞれ立ち上り、腰掛け動作を補助するように外骨格ロボットを制御している。文献[5]では、ライントレースにより移動する電動車椅子が分岐点に差し掛かった時に、搭乗者の頭皮上に取り付けた 15 個の電極で脳波を測定し、搭乗者の操縦内容 (前進、右旋回、左旋回) の意識を読み取ることにより、電動車椅子を操作している。また文献[6]では、Emotiv 社製の非侵襲式の BMI デバイスを用いて、搭乗者の意識 (前、右、左) を検知し、それぞれの意識に対応する指令 (前進、右折、左折) を電動車椅子に出力するシステムを開発している。2 時間弱の訓練の後、3 種類の意識の認識率は 84~91% であり、電動車椅子の制御を高精度に行っている。また文献[7]では、文献[6]と同様の BMI

デバイスを用いて、被験者の 3 種の意識(Rest, UP, DOWN)を読み取って識別する BMI システムを開発している。15 分間の訓練の後、全体的な識別率は最大 75% となっている。

しかしながら、運動想起や前、右、左などの概念の想起など、脳波からの意識の検出には個人差が大きく、また必ずしも検出できるとは限らない。文献[8]では、BMI システムの構築のために、視覚的な点滅刺激から一般的に安定して表れる、定常状態視覚誘発電位(SSVEP)の解析を行っている。4種類の刺激周波数でLEDを点滅させ、点滅するLEDを見た時の3秒間の脳波の解析データから得られた各周波数に対するSSVEPの平均検知率は53~84%であった。更に、与えた視覚刺激の周波数とその高調波の振幅スペクトルを足し合わせることで、検知率は70~80%になった。しかし、LEDによる視覚刺激が強すぎると、光てんかんを引き起こす可能性がある。

本研究では、将来的に電動車椅子をBMIにより制御するための基礎研究として、BMIに使用できる脳波の解析手法を模索することを目的とする。そこで、オンラインでの運用に備えて、SSVEPを短時間で検出する方法を検討した。光てんかんが起きないようにするため、光刺激が弱いと考えられる動画を用いてPC画面上で視覚刺激を与え、極力電極数が少なく、学習アルゴリズムを必要としない検出方法を考えた。また、この検出方法により、複数の視覚刺激が与えられている状態で、注目した視覚刺激を識別できるかどうかの検証を行った。

2. 研究目的

(1) 定常状態視覚誘発電位 (SSVEP)

人が視覚的な外部刺激を見たときに、後頭部にある視覚野で生じる誘発電位のことを視覚誘発電位(Visual Evoked Potential: VEP)と呼ぶ。そして視覚刺激の提示頻度を上げる場合に生じる視覚誘発電位のことを特に定常状態視覚誘発電位(Steady State Visual Evoked Potential: SSVEP)と呼ぶ。提示頻度がある周波数の視覚刺激であるとき、脳波(Electroencephalogram: EEG)から刺激に対する周波数成分とその高調波の振幅スペクトルが、他の周波数よりも強く出ることが知られている。また、SSVEPはブレイン・マシン・インタフェース(BMI)で用いられる他の事象関連電位に比べて、比較的安定して現れることが知られている。

(2) 研究目的

BMIにより機器を制御するための基礎研究として、本研究ではSSVEPに注目する。点滅する視覚刺激を与えて脳波の測定実験を行い、短時間でSSVEPを検出する方法を定め、この方法を用いて複数の視覚刺激が与えられている状態で、注目した視覚刺激の識別が可能であるかどうかを確かめることを目的とする。なお、本研究ではすべての実験に対して、22歳の右利きの成人男性1人を被験者とした。

3. 予備実験

(1) 脳波の測定位置

脳波の測定には、株式会社デジテックス研究所製生体信号記録装置 Polymate II を用いる。測定時はアクティブ電極に脳波測定用ペーストを塗り、髪の毛をかき分けるようにして、電極を頭皮上に貼り付ける。測定位置は後頭部結節に電極1番を取り付け、頭頂部に向かって20mmほど上部に電極2番を取り付け、電極2番を中心に等間隔となるように他の三方向に電極3番から5番を配置した。これは後頭部に視覚野が分布しているため、拡張国際10-20法に基づき、測定点の最下点を後頭部結節と定め、後頭部を最小限の電極数で覆うためである。測定位置を図1に示す。



Fig. 1 Measurement position of EEG

(2) 色の組合せを決める実験

点滅する図形の色と背景色により、SSVEPがより強く表れる組合せを調べるための実験を行った。実験では視覚刺激としてC++言語で作成したSSVEP用視覚刺激提示ソフトを使用する。点滅する図形には四角を用い、色は白と赤、背景色は黒と青を用意し、図形の色と背景色の全ての組合せ(白黒、白青、赤黒、赤青)に対して、図形の点滅周波数を10Hz、15Hzの2種類とした。視覚刺激を30秒提示し、各3回分のEEGを測定した。サンプリング周波数は、1kHzとした。なお、本実験での脳波測定における電極配置は、図1の電極3番、4番の下側にそれぞれの電極間隔が20mmとなるように、さらに2個電極を追加し、電極5番は装着しなかった。

脳波の解析手法は次のようにした。図2に示すように、EEGデータの全区間16384点(約16秒間)に対して、データの解析区間を2048点(約2秒間)とし、データのオーバーラップは行わずに、分割された8つの区間のEEGデータそれぞれを短時間フーリエ変換(STFT)し、加算平均を行う。

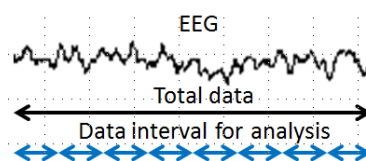


Fig. 2 Method of data analysis for EEG

それぞれの条件(色の組合せ4種、点滅周波数2種、電極6個)において測定されたEEGに対して、前述の

データ解析を行った。各電極における解析結果から、与えた視覚刺激の周波数とその高調波に対する周波数付近にピーク値が現れ、明らかに SSVEP が現れたと考えられる電極の数をカウントし、どの程度 SSVEP が出現したかをまとめたものを表 1 に示す。表内の数値は百分率表記である。

Table 1 SSVEP appearance ratio in color combination [%]

Color of blinking figure and background	White and Black	White and Blue	Red and Black	Red and Blue
10Hz	72.2	50.0	61.1	38.9
15Hz	27.8	55.6	11.1	22.2

この結果から、刺激周波数 10Hz における白黒の組合せの時の出現率が 72.2%と最も高く、また白黒の組合せが他の組合せより図形と背景の境界を認識しやすいと考え、本研究では図形の色は白、背景色は黒に設定することにした。

(3) 図形の形を決める実験

どのような図形により、SSVEP がより強く表れるかを調べるための実験を行った。実験では視覚刺激として、30 秒間図形が点滅表示する動画を作成した。点滅させる図形には、丸、三角、四角の 3 種類を用意し、点滅周波数は、8Hz、10Hz、12Hz、15Hz の 4 種類とした。この実験での電極は図 1 のように配置し、視覚刺激を 30 秒提示し、各 3 回分の EEG を測定した。サンプリング周波数は、1kHz とした。

それぞれの条件（点滅図形 3 種、点滅周波数 4 種、電極 5 個）において測定された EEG に対して、3.2 節と同じデータ解析を行った。各電極における解析結果から、与えた視覚刺激の周波数とその高調波に対する周波数付近にピーク値が現れ、明らかに SSVEP が現れたと考えられる電極の数をカウントし、どの程度 SSVEP が出現したかをまとめたものを表 2 に示す。表内の数値は百分率表記である。

この結果から、本研究では点滅させる図形を一番出現率が高かった四角に設定することにした。

Table 2 SSVEP appearance ratio for each figure [%]

	8Hz	10Hz	12Hz	15Hz	Average
Circle	40.0	40.0	46.7	46.7	43.3
Triangle	60.0	40.0	6.67	46.7	38.3
Square	66.7	66.7	46.7	60.0	60.0

(4) SSVEP を検出するための周波数を調べる実験

EEG をフーリエ解析した際に、被験者の生理的な要因等により、必ずしも与えた視覚刺激の点滅周波数とちょうど同じ値に振幅スペクトルのピークが出るとは限らない。そこで、各点滅周波数に対して、SSVEP が現れたと考えられる周波数を調べる実験を行った。視覚刺激として、図 3 に示すように黒の背景に白い四角の図形を 30 秒間点滅表示する動画を作成し、点滅周波数は、8Hz、

10Hz、12Hz、15Hz の 4 種類用意した。

以下に示す 2 つの条件で脳波の測定を行った。

- 白い四角の図形を表示したまま点滅させない状態
- 白い四角の図形を 8Hz、10Hz、12Hz、15Hz で点滅させた状態



Fig. 3 The blinking animation as visual stimulus

本実験のサンプリング周波数は 1kHz とし、椅子に座った状態で目から動画の画面までの距離を 45~50cm とした体勢で実験を行った。a)の点滅なしの状態では、被験者に図形を表示した状態の画面を注視してもらい、脳波が落ち着いた時点を測定開始とし、脳波を 30 秒間測定した。b)の視覚刺激を提示する状態では、まず脳波の測定開始前に、被験者に測定対象とする周波数の点滅表示動画を 3 回見せて、視覚刺激に慣れてもらった。その後、脳波の測定を開始し、脳波が落ち着いた時点で 30 秒間の点滅表示動画を再生した。その際、視覚刺激を提示した時間が分かるように、動画の再生開始時と終了時の時刻を記録した。この作業を 8Hz、10Hz、12Hz、15Hz の順で行い、点滅なしの状態と 4 種類の周波数による点滅表示を 1 セットとし、12 セット分の脳波を測定した。

解析手法は次のようにした。解析の開始点を、点滅なしの状態では測定開始時刻、点滅させた状態では刺激提示開始時刻とする。EEG データの全区間は 8192 点（約 8 秒間）、データの解析区間は 2048 点（約 2 秒間）とし、データのオーバーラップは行わない。分割された 4 つの区間の EEG データそれぞれを短時間フーリエ変換 (STFT) し、加算平均を行う。各電極における解析結果から、与えた点滅周波数に対して、実際に振幅スペクトルのピーク値が現れた周波数とその高調波に対する周波数を読み取った。12 セット分の測定データに対して、ピークが現れた周波数帯とその高調波に対する周波数帯を電極毎にまとめたものを表 3 に示す。

Table 3 Frequency band for appearance of SSVEP [Hz]

	No.1	No.2	No.3	No.4	No.5
8Hz	7.32~9.76	7.32~9.76	7.32~9.76	6.83~8.78	7.32~9.27
Harmonics	15.1~16.6	16.1	15.6~16.1	15.6~16.1	15.1~16.6
10Hz	9.76~10.7	9.76	9.27~10.2	8.78~10.2	9.27~10.2
Harmonics	19.0~20.5	20.0	20.0	20.0	19.0~20.9
12Hz	11.7~12.2	11.7~12.2	11.7~12.2	11.7~12.6	11.7~12.2
Harmonics	22.9~23.9	23.9	23.9	23.9	23.4~24.9
15Hz	14.1~15.1	14.6~15.1	14.6~15.1	14.6~15.1	15.1
Harmonics	29.7~30.2	29.7~30.2	29.7~30.2	29.7~30.2	29.7~30.2

表 3 に示すように、特に低周波数の点滅刺激 (8Hz,10Hz) においては帯域幅が大きく、SSVEP が出現したと考えられる周波数が安定していないが、高周波数

の点滅刺激（12Hz, 15Hz）においては、刺激を与えた周波数とほぼ同じ周波数において SSVEP が出現していると考えられる．そこで本研究では、各点滅周波数に対して、SSVEP を検出するために振幅スペクトルを求める周波数を、与えた点滅周波数（8Hz, 10Hz, 12Hz, 15Hz）とその高調波（16Hz, 20Hz, 24Hz, 30Hz）と同じ値とすることにした．

（５）電極数を減らすための実験

電極数は少ない方が好ましいので、電極数を減らすための実験を行った．3.4 節で測定した EEG データを用いて、同じ解析手法により、オーバーラップを行わず、分割された 4 つの区間の EEG データそれぞれを STFT し、今回与える 8Hz, 10Hz, 12Hz, 15Hz の刺激周波数とその高調波の振幅スペクトルを足し合わせる．そして、足し合わせたそれぞれの振幅スペクトルを解析開始時間から解析終了時間まで時系列順に並べてグラフ化し、点滅なしの状態とそれぞれの刺激周波数で点滅させた状態のグラフを比較する．

それぞれの条件（点滅なし、点滅周波数 4 種、電極 5 個）において測定された EEG に対して、上記の解析を行った．一例として、電極 2 番で測定した 9 セット目の測定データにおける点滅なしの状態の 8Hz の振幅スペクトルと、点滅周波数 8Hz の視覚刺激を与えた時の 8Hz, 10Hz, 12Hz, 15Hz の振幅スペクトルを図 4 に示す．

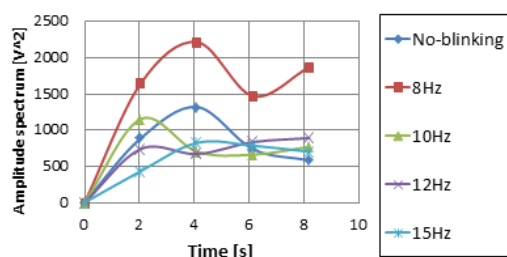


Fig. 4 Amplitude spectrum for each frequency

他の電極や他のセットの測定データにおいても、図 4 に示されるように、与えた刺激周波数とその高調波の振幅スペクトルの和が、点滅なしの状態よりも大きく、かつ与えた刺激周波数ではない周波数とその高調波の振幅スペクトルの和よりも大きくなることが概ね観測できた．これより、電極数を減らすために上記の現象がより顕著に現れる電極を調べる．

各電極における 1 セットから 12 セットまでの解析結果において、与えた刺激周波数とその高調波の振幅スペクトルの和が他の周波数よりも連続して 2 点以上大きくなっている解析結果の数を電極ごとにカウントする．ただし、下記の条件に当てはまる場合はカウントしないこととする．

i) 与えた刺激周波数ではない周波数が先にカウントの条件を満たし、その後に与えた刺激周波数がカウントの条件を満たした場合

ii) 与えた刺激周波数における振幅スペクトルの和と他の周波数における振幅スペクトルの和の大小が目視で確認できない場合

上記の条件から得られた各電極におけるカウント数を、全 12 回で除することにより求めた、電極毎の刺激周波数に対する感度を表 4 に示す．表内の数値は百分率表記である．

Table 4 Sensitiveness of electrode for stimulus frequency [%]

	No.1	No.2	No.3	No.4	No.5
8Hz	8.33	33.3	66.7	83.3	33.3
10Hz	50.0	75.0	58.3	75.0	41.7
12Hz	66.7	91.7	83.3	100	25.0
15Hz	25.0	75.0	91.7	100	8.33
Total	37.5	68.8	75.0	89.6	27.1

この結果から、電極 1 番と 5 番は他の電極に比べて感度が低いため除外し、電極 2 番、3 番、4 番を SSVEP 検出のための電極として採用することにした．

4. SSVEP の検出実験

（１）SSVEP の検出条件

予備実験の結果から、視覚刺激には黒の背景に白い四角の図形の点滅表示を用い、電極配置は、図 1 の電極 2 番、3 番、4 番の 3 個の電極とする．また、点滅周波数は 8Hz, 10Hz, 12Hz, 15Hz の 4 種類とする．ここで、短時間で SSVEP を検出するための脳波の解析手法を以下のように定める．ただし、3.5 節の実験結果から、点滅なしの状態は解析に影響を与えないと考えたため、本実験においては考慮しないものとする．

解析の開始点は、刺激提示開始時刻とする．EEG データの全区間を 6144 点（約 6 秒間）、データの解析区間を 2048 点（約 2 秒間）とし、データのオーバーラップを 1792 点（約 1.75 秒間）とする．図 5 に示す 8 つの区間の EEG データそれぞれを STFT し、それぞれにおいて 8Hz, 10Hz, 12Hz, 15Hz の刺激周波数とその高調波の振幅スペクトルを足し合わせる．そして各周波数に対して、8 つの区間毎に移動平均を求める．

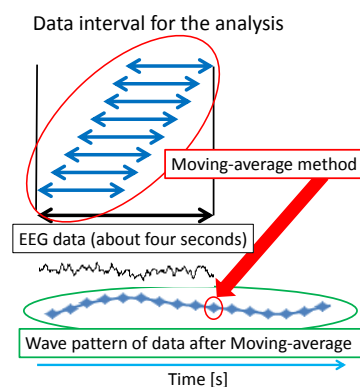


Fig. 5 Method of data analysis for detecting SSVEP

それぞれの条件（点滅周波数 4 種、電極 3 個）に対して、3.4 節の実験で測定した EEG データを用いて、上述した解析を行う。足し合わせたそれぞれの振幅スペクトルを解析開始時間から解析終了時間まで時系列順に並べてグラフ化した。一例として、点滅周波数 8Hz の視覚刺激を与えた時の電極 3 番で測定した 3 セット目の測定データにおける脳波の解析結果を図 6 に示す。

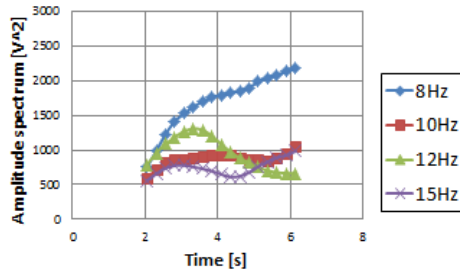


Fig. 6 Result of data analysis

図 6 より、8Hz の振幅スペクトルの和が他の周波数の振幅スペクトルの和よりも大きく現れていることがわかる。実際、移動平均を行うことにより、上述の解析手法において移動平均を行わずに同じ脳波の測定データを解析した結果よりも、この現象が明確に現れることを確認している。

以上の結果に基づいて、SSVEP の検出条件を以下のように定める。前述の解析手法で得られた移動平均を適用した各電極における解析結果（例えば図 6）において、与えた刺激周波数とその高調波の振幅スペクトルの和が他の周波数よりも連続して 4 点以上大きくなる電極の数をカウントする。カウントしない条件は 3.5 節で記した i), ii) の条件と同じとする。そして、3 個の電極のうち、2 個以上の電極がカウントされれば、その測定データにおいて与えた点滅周波数に対する SSVEP が検出できたとする。

(2) SSVEP の検出実験結果

4.1 節で定めた SSVEP の検出条件を 3.4 節で測定した EEG データに適用して、提案した検出方法により SSVEP を検出できるかを検証した。それぞれの刺激周波数に対して SSVEP が 6 秒以内に検出できたかどうか、及びその時にカウントされた電極数を表 5 に示す。検出できた場合は○、検出できなかった場合は×で表し、括弧内の数値が電極数を表している。また、SSVEP を検出できた時において、刺激提示から 2～4 秒、2～6 秒ごとの SSVEP の累積検出率を表 6 に示す。表内の数値は百分率表記である。

表 5 の SSVEP の検出結果より、実験回数 12 回中 8Hz、10Hz は 9 回、12Hz、15Hz は 12 回 SSVEP を検出できた。特に 12Hz、15Hz は全実験で 3 個の電極全てがカウントされた。また、表 6 より、8Hz、10Hz では 2～6 秒間で検出率 75%、12Hz、15Hz では 2～6 秒間で検出率 100% となっており、高周波数ほど速く高い検出率が得られて

いる。低周波数においては、本研究の被験者は特に 8Hz の点滅周波数に対して高い検出率が得られなかった。

低周波数において高い検出率が得られていない理由として、表 3 に示したように、低周波数（8Hz、10Hz）において SSVEP が出現したと考えられる周波数が安定していないことが挙げられる。したがって、与えた周波数付近の振幅スペクトルを考慮に入れて、脳波の解析手法を修正することにより、低周波数に対する検出率を向上できる可能性がある。

Table 5 Experimental result of detecting SSVEP [%]

	8Hz	10Hz	12Hz	15Hz
1 st	○ (3)	× (0)	○ (3)	○ (3)
2 nd	○ (2)	○ (3)	○ (3)	○ (3)
3 rd	○ (3)	○ (2)	○ (3)	○ (3)
4 th	○ (2)	○ (3)	○ (3)	○ (3)
5 th	× (1)	○ (3)	○ (3)	○ (3)
6 th	○ (3)	○ (3)	○ (3)	○ (3)
7 th	○ (3)	○ (2)	○ (3)	○ (3)
8 th	○ (2)	× (1)	○ (3)	○ (3)
9 th	○ (3)	○ (3)	○ (3)	○ (3)
10 th	○ (3)	× (0)	○ (3)	○ (3)
11 th	× (0)	○ (3)	○ (3)	○ (3)
12 th	× (0)	○ (3)	○ (3)	○ (3)

Table 6 Accumulated detection rate of SSVEP [%]

	8Hz	10Hz	12Hz	15Hz
2[s]～4[s]	33.3	33.3	91.7	75.0
2[s]～6[s]	75.0	75.0	100	100

5. 複数の光刺激提示下での SSVEP の識別

(1) 2 種の点滅動画による SSVEP の識別実験

実際に SSVEP によって複数のコマンドの選択が可能であるかを調べるために、刺激周波数の異なる 2 種の視覚刺激の動画を用意し、どちらか一方の動画を注目することによって SSVEP が識別できるかどうか実験を行った。実験における動画の条件と電極配置、使用する点滅周波数の種類は 4.1 節と同じ条件とした。本実験のサンプリング周波数は 1kHz とし、画面照度を相対的に強めるために、モニターと被験者の上部に覆いを設けて、図 7 のような画面付近が薄暗がりになる環境を用意した。被験者は椅子に座った状態で顔から画面までの距離が 45～50cm となるような体勢で実験を行った。

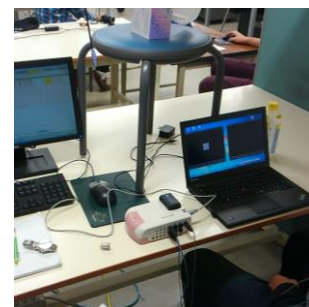


Fig. 7 Experimental environment

また、画面は図8のような配置で動画をループ再生し、注目させる動画は左側に配置した。なお、この実験は二日に分けて行った。

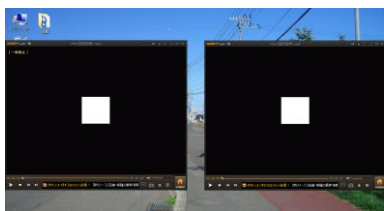


Fig. 8 Appearance of the screen under two stimulus presentations

測定開始前は画面を完全に隠した状態にして、脳波が落ち着いた時点測定開始とし、測定者が任意のタイミングで画面の遮蔽物を取り除いた。画面が完全に露出した時刻を記録し、15秒間刺激を与え、刺激提示後の時刻を記録し、測定終了とした。注目する刺激周波数の動画とその他の動画の組合せ3種類を1セットとし、7セット分測定した後、注目させる刺激周波数の動画を変更し、同様に測定した。

(2) SSVEP 識別条件

STFT の解析条件や SSVEP の検出条件については 4.1 節と同じとし、EEG データの解析全区間は 10240 点 (約 10 秒間) とした。解析結果を元に図 6 のようなグラフを各セット、電極毎に作成し、測定日毎に最も良いデータと最も悪いデータを取り除き、母数 10 個のデータとして識別率を求めた。また、SSVEP の識別を自動化するために、数値的判断を MATLAB/Simulink のプログラムによって行った。なお、ある周波数の振幅スペクトルと他の周波数の振幅スペクトルの大小を判定する際に、振幅スペクトルの差が 100 以上となった時に明確に大小関係が現れたと判断し、SSVEP 検出のためのカウントに含めることにした。

(3) 2 種の点滅動画による SSVEP の識別実験結果

注目する刺激周波数毎の識別結果を表 7 に示す。識別できた場合は○、識別できなかった場合は×で表し、括弧内の周波数が誤識別された周波数を表している。表中の識別率は 2~10 秒に対してのものである。また、注目した動画と組み合わせた動画の識別率が 80.0% 以上であった場合を○で示したものを表 8 に示す。表 8 において、縦方向は注目する刺激周波数、横方向は組合せ相手の刺激周波数である。

表 7 より、8Hz を除いた 10Hz、12Hz、15Hz の組合せでは識別率は 80% 以上であった。また表 8 に示す通り、8Hz が組み合わせると識別率が他の組合せよりも低下するため、次節の 3 種の動画による SSVEP の識別実験では、10Hz、12Hz、15Hz の動画を用いることにした。

Table 7 Distinction results under two stimulus presentations

a) Stimulus frequency 8Hz gaze			
	8Hz-10Hz	8Hz-12Hz	8Hz-15Hz
Day1,1 st	○	× (10Hz)	○
Day1,2 nd	× (12Hz)	○	○
Day1,3 rd	○	○	○
Day1,4 th	× (12Hz)	× (12Hz)	× (10Hz)
Day1,5 th	× (12Hz)	○	○
Day2,1 st	× (12Hz)	× (10Hz)	× (12Hz)
Day2,2 nd	○	○	○
Day2,3 rd	× (10Hz)	× (10Hz)	○
Day2,4 th	○	○	× (10Hz)
Day2,5 th	○	○	○
Distinction rate	50.0%	60.0%	70.0%

b) Stimulus frequency 10Hz gaze			
	10Hz-8Hz	10Hz-12Hz	10Hz-15Hz
Day1,1 st	○	○	○
Day1,2 nd	○	○	○
Day1,3 rd	× (12Hz)	○	○
Day1,4 th	○	○	× (12Hz)
Day1,5 th	○	○	○
Day2,1 st	○	○	○
Day2,2 nd	× (15Hz)	× (12Hz)	○
Day2,3 rd	○	○	○
Day2,4 th	○	○	○
Day2,5 th	× (12Hz)	○	○
Distinction rate	70.0%	90.0%	90.0%

c) Stimulus frequency 12Hz gaze			
	12Hz-8Hz	12Hz-10Hz	12Hz-15Hz
Day1,1 st	× (8Hz)	○	○
Day1,2 nd	○	○	○
Day1,3 rd	○	○	○
Day1,4 th	○	○	○
Day1,5 th	○	○	○
Day2,1 st	○	○	× (10Hz)
Day2,2 nd	○	○	○
Day2,3 rd	○	○	○
Day2,4 th	○	○	○
Day2,5 th	○	○	○
Distinction rate	90.0%	100%	90.0%

d) Stimulus frequency 15Hz gaze			
	15Hz-8Hz	15Hz-10Hz	15Hz-12Hz
Day1,1 st	○	○	× (12Hz)
Day1,2 nd	○	○	○
Day1,3 rd	× (12Hz)	× (10Hz)	× (12Hz)
Day1,4 th	○	× (8Hz)	○
Day1,5 th	○	○	○
Day2,1 st	× (12Hz)	○	○
Day2,2 nd	○	○	○
Day2,3 rd	× (12Hz)	○	○
Day2,4 th	× (12Hz)	○	○
Day2,5 th	× (12Hz)	○	○
Distinction rate	50.0%	80.0%	80.0%

Table 8 Correlation of distinction result for all combinations

	8Hz	10Hz	12Hz	15Hz
8Hz		×	×	×
10Hz	×		○	○
12Hz	○	○		○
15Hz	×	○	○	

(4) 3種の点滅動画による SSVEP の識別実験

実際に SSVEP によって複数のコマンドの選択が可能であるかを調べるために、刺激周波数の異なる 3 種の視覚刺激の動画を用意し、一つの動画を注目することによって SSVEP が識別できるかどうか実験を行った。実験環境や、測定条件、測定手順は 5.1 節と同じとした。また、画面は図 9 のような配置で動画をループ再生し、注目させる動画は上部に配置した。なお、この実験も二日に分けて行った。SSVEP の検出条件は、5.2 節と同じとした。

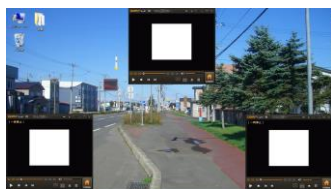


Fig. 9 Appearance of the screen under three stimulus presentations

(5) 3種の点滅動画による SSVEP の識別実験結果

注目する刺激周波数毎の識別結果を表 9 に示す。識別できた場合は○、識別できなかった場合は×で表し、括弧内の周波数が誤識別された周波数を表している。また、SSVEP を識別できた時において、刺激提示から 2~4 秒、2~6 秒、2~8 秒、2~10 秒ごとの SSVEP の累積識別率を表 10 に示す。表内の数値は百分率表記である。

Table 9 Distinction results under three stimulus presentations

	10Hz gaze	12Hz gaze	15Hz gaze
Day1,1 st	× (15Hz)	○	○
Day1,2 nd	○	○	○
Day1,3 rd	○	○	× (12Hz)
Day1,4 th	○	○	○
Day1,5 th	○	○	○
Day2,1 st	○	○	○
Day2,2 nd	○	○	× (12Hz)
Day2,3 rd	○	○	× (10Hz)
Day2,4 th	○	× (15Hz)	○
Day2,5 th	× (12Hz)	○	○

Table 10 Accumulated distinction rate of SSVEP [%]

	10Hz gaze	12Hz gaze	15Hz gaze
2[s]~4[s]	80.0	80.0	30.0
2[s]~6[s]		80.0	50.0
2[s]~8[s]		90.0	60.0
2[s]~10[s]			70.0

表 10 より、15Hz の識別率は 2~10 秒間では 70%であ

るが、2~6 秒間では 50%と低かった。各周波数の識別率を高くし、かつ均等にするために、15Hz の動画の設定として、図形の大きさを一回り大きく、また表 1 から 15Hz の出現率が高い色の組合せとなるように、図形の色を白、背景色を青に変更し、再度同様の実験を行った。同様に解析を行い、この変更の下での注目する刺激周波数毎の識別結果を表 11 に示す。識別できた場合は○、識別できなかった場合は×で表し、括弧内の数字は識別が行われた時間帯を表している。

Table 11 Distinction results after change of animation for 15Hz

	10Hz gaze	12Hz gaze	15Hz gaze
Day1,1 st	○ (2~4)	○ (2~4)	○ (2~4)
Day1,2 nd	○ (2~4)	○ (2~4)	○ (2~4)
Day1,3 rd	○ (2~4)	○ (2~4)	○ (2~4)
Day1,4 th	○ (2~4)	○ (2~4)	○ (2~4)
Day1,5 th	○ (2~4)	○ (2~4)	○ (2~4)
Day2,1 st	○ (2~4)	○ (2~4)	○ (2~4)
Day2,2 nd	○ (2~4)	○ (2~4)	○ (2~4)
Day2,3 rd	○ (2~4)	○ (2~4)	○ (2~4)
Day2,4 th	○ (2~4)	○ (2~4)	○ (2~4)
Day2,5 th	○ (2~4)	○ (2~4)	○ (2~4)
Distinction rate	100%	100%	100%

全ての解析結果において、注目した刺激周波数が正しく識別された。また、識別は全て 2~4 秒間で行うことができた。

これらの実験結果より、単独で 15Hz の視覚刺激動画を提示した際には早く正確に SSVEP が検出できたが、他の視覚刺激動画と組み合わせて提示すると互いに干渉して被験者に影響を与え、識別率が低下することが分かった。しかしながら、被験者の特性に沿って 15Hz の視覚刺激動画を修正すると、識別率および識別時間ともに改善できることが確認できた。

6. 3種の点滅動画によるランダム注視実験

(1) 実験条件と実験手順

刺激周波数の異なる 3 種の視覚刺激の動画を用意し、一つの動画を注目することによって SSVEP が識別できるかどうか実験を行った。実験環境や、測定条件は 5.1 節と同じとした。また、動画の設定は 5.5 節の変更後の設定を適用し、画面は図 10 のような配置で動画をループ再生し、15Hz の動画を上部に、10Hz を左側、12Hz を右側に配置した。

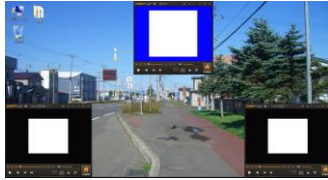


Fig. 10 Appearance of final screen

実験ではあらかじめ、注目する刺激周波数 10Hz, 12Hz, 15Hz がランダムかつ 10 個ずつになる指示表を作成した。測定開始前は画面を完全に隠した状態にして、脳波が落ち着いた時点を測定開始とし、測定者が指示表に従い任意のタイミングで被験者に注目させる周波数を告知し、3 秒後に画面の遮蔽物を取り除いた。これは被験者の体動などによるノイズが混入しないようにするためである。画面が完全に露出した時刻を記録し、15 秒間刺激を与え、刺激提示後の時刻を記録し、測定終了とした。この手順を各周波数 10 個、計 30 個測定した。SSVEP の検出条件は、5.2 節と同じとした。

(2) 3 種の点滅動画によるランダム注視実験結果

注目する刺激周波数毎の識別結果を表 12 に示す。識別できた場合は○、識別できなかった場合は×で表し、括弧内の周波数が誤識別された周波数を表している。また、SSVEP を識別できた時において、刺激提示から 2～4 秒、2～6 秒ごとの SSVEP の累積識別率を表 13 に示す。表内の数値は百分率表記である。

Table 12 Distinction results under three stimulus presentations by random gaze

	10Hz gaze	12Hz gaze	15Hz gaze
1 st	○	○	○
2 nd	○	○	○
3 rd	○	○	○
4 th	○	○	○
5 th	○	○	○
6 th	○	○	○
7 th	○	○	○
8 th	○	× (10Hz)	○
9 th	× (15Hz)	○	○
10 th	○	○	○

Table 13 Accumulated distinction rate of SSVEP by random gaze [%]

	10Hz gaze	12Hz gaze	15Hz gaze
2[s]～4[s]	70.0	70.0	100
2[s]～6[s]	90.0	90.0	

表 13 より、全ての刺激周波数に対して 2～6 秒間で識別率は 90.0%以上となっており、ランダムに注視しても識別率は高く、早く識別できている。この結果から、SSVEP によって 3 種のコマンドの選択が可能であると考えられる。

7. 結論

本研究では、BMI に使用できる脳波解析の基礎研究として、定常状態視覚誘発電位 (SSVEP) を短時間で検出する方法を考えた。予備実験を行い、視覚刺激として与える点滅図形を白い四角、背景色を黒、使用する電極数を 3 個とした。また、SSVEP を検出するための脳波の解析手法、及び検出条件を定め、8Hz, 10Hz, 12Hz, 15Hz で点滅する刺激動画を用いて、SSVEP の検出実験を行った。6 秒間での各周波数の検出率は 75～100% となり、特に高周波数に対する検出率が高かった。また 2 種の動画を用いての識別実験では、8Hz を除いた 10Hz, 12Hz, 15Hz の組合せでは 80% 以上の識別率であった。

この結果に基づいて、これらの周波数を視覚刺激とする 3 種の動画による識別実験を行ったところ、15Hz の識別率が低かったため、15Hz のみ視覚刺激における図形の大きさを一回り大きく、背景色も変更したところ、全ての刺激周波数に対する識別率が 2～4 秒間で 100% となり、改善された。最後に、各動画の配置を固定した状態で 3 種の動画によるランダム注視実験を行ったところ、識別率は 2～6 秒の間で 90.0% となった。これより、SSVEP によって 3 種のコマンドの選択が可能であると考えられる。

しかし、提案した SSVEP の識別方法を電動車椅子の BMI として使用するためには、走行時や体動などのノイズの除去が必要となるため、ノイズの除去を含めたより頑健な識別方法が必要である。また、提案した SSVEP の識別方法を用いれば、被験者の特性に対応した視覚刺激の設定を行った上で、様々な機器を操作する BMI として利用できる可能性がある。

参考文献

- 1) S.-P., Kim, J. D. Simeral, L. R. Hochberg, J. P. Donoghue, G. M. Friehs, and M. J. Black, "Multi-state decoding of point-and-click control signals from motor cortical activity in a human with tetraplegia," Proc. of the 3rd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, pp. 486-489, 2007.
- 2) L. R. Hochberg, et al., "Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia," Nature Vol.442, pp.164-171, 2006.
- 3) M. Hajibabazadeh, V. Azimirad, "Brain-Robot interface: distinguishing left and right hand EEG signals through SVM", Proceeding of the 2nd RSI/ISM International Conference on Robotics and Mechatronics, October 15-17, 2014, Tehran, Iran
- 4) T. Noda, N. Sugimoto, J. Furukawa, M. Sato, S. Hyon, J. Morimoto, "Brain-Controlled Exoskeleton Robot for BMI Rehabilitation", Humanoid Robots (Humanoids), 12th IEEE-RAS International Conference, pp.21-27, 2012
- 5) M. Mano and G. Capi, "Adaptive navigation of a brain controlled robotic wheelchair in an indoor environment", Proc. of the 2013 JSME Conference on Robotics and Mechatronics, No.13-2, 2013.
- 6) 茨木仁希, 中村恭之, "脳信号収集ワイヤレスヘッドセットを用いた電動車椅子ロボットの制御", Proceedings of the 2013 JSME Conference on Robotics and Mechatronics, No.13-2, 2013.
- 7) T. Jiralerspong, C. Liu, J. Ishikawa, "Identification of Three Mental States Using a Motor Imagery Based Brain Machine Interface", Computational Intelligence in Brain Computer Interfaces (CIBCI), 2014 IEEE Symposium
- 8) 板井陽俊, 船瀬新王, "BCI システムの構築を目指した単一試行脳波の解析技術", 日本神経回路学会誌, vol.9, No.3, pp.118-125, 2012.